

## УДК 608.2

*С. В. Лисичина, студентка БМ-61*  
ФБМІ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського»

### **ВИКОРИСТАННЯ П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНИХ СЕНСОРІВ У ПРИДАТНИХ ДЛЯ НОСІННЯ, НЕІНВАЗИВНИХ ПРИЛАДАХ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ВНУТРІШНЬОЧЕРЕПНОГО ТИСКУ**

**Анотація.** Підвищений внутрішньочерепний тиск (ВЧТ) – часте явище після операцій на мозку, яке може призвести до ряду більш серйозних нейрологічних ускладнень. Тому дуже важливим є систематичний і динамічний моніторинг значень ВЧТ у пацієнта після виписки з лікарні. Однак існуючі підходи вимірювання інтракраніального тиску потребують великогабаритних пристроїв, кваліфікованих спеціалістів і перебування хворого у стані спокою. Тому можна зробити висновок, що існує очевидна потреба у бездротовій, неінвазивній, придатній для тривалого носіння системі моніторингу ВЧТ.

Для отримання точної інформації дуже важливо підібрати правильний безпроводний, неінвазивний датчик та дослідити вплив його функціонування на початковий сигнал.

У роботі було протестовано п'єзоелектричний сенсор серії MPX2050. З аналізу вхідного та вихідного сигналів видно, що даний датчик значно послаблює сигнал і зменшує диференціацію його елементів, що говорить про потребу вдосконалення системи обробки інформації для планованого використання приладу.

**Ключові слова:** нейрохірургічні втручання, п'єзоелектричний сенсор, неінвазивний датчик ВЧТ, післяопераційний моніторинг ВЧТ.

## **ВСТУП**

Підвищений внутрішньочерепний тиск (ВЧТ), кровотечі, набряки та інші ускладнення – часте явище після операцій на мозку [1]. Зазвичай у 16% пацієнтів виявляють неврологічні проблеми та загострення вже після виписки з стаціонару, що говорить про те, що госпіталізація у відділенні інтенсивної терапії має бути довшою або їм потрібен тривалий моніторинг для запобігання ускладнень [1].

Однак існуючі підходи вимірювання інтракраніального тиску потребують великогабаритних пристроїв, кваліфікованих спеціалістів і перебування хворого у стані спокою [2]. З вказаного вище видно, що ці прилади не придатні для систематичного моніторингу ВЧТ пацієнта в повсякденному житті, коли він вже може займатись рутинними справами, але є ймовірність повторних крововиливів та інших ускладнень. Тому можна зробити висновок, що існує очевидна потреба у бездротовій, неінвазивній, придатній для тривалого носіння системі моніторингу ВЧТ.

Система, до якої поставлено такі вимоги, не може забезпечувати отримання абсолютних значень інтракраніального тиску пацієнта через складну морфологію черепної коробки [3].

Таким чином, дуже важливо підібрати правильні опосередковані параметри, через які буде характеризуватись ВЧТ. Зокрема виявлено, що вплив інтракраніального тиску на яремний тиск найбільш легко визначається протягом відносно короткого проміжку часу після повної оклюзії яремної вени. Протягом цього короткого інтервалу (порядку п'яти секунд) приплив крові наближається до нуля і помітно зростає артеріальний тиск зі швидкістю, яка змінюється залежно від ВЧТ. Відповідно, вимірювання зміни яремного тиску або потоку з часом після оклюзії забезпечить характеристику значення внутрішньочерепного тиску за той же часовий інтервал [4].

Тому в ході роботи системи має здійснюватися оклюзія яремної вени за встановленими інтервалами, після чого значення тиску в ній фіксуватиметься датчиком і дані за допомогою NFC-чіпа передаватимуться на дистанційний блок обробки та запису.

Для отримання точної інформації дуже важливо підібрати правильний безпровідний, неінвазивний датчик та дослідити вплив його функціонування на початковий сигнал.

## ОГЛЯД ПОПЕРЕДНІХ РОБІТ

Придатні для носіння датчики тиску були широко вивчені для застосування в медичних пристроях діагностики. Завдяки швидкому часу відгуку та низькому споживанню енергії, п'єзоелектричні датчики тиску широко використовуються для виявлення динамічних тисків [5].

П'єзорезистивний датчик тиску заснований на тому, що опір матеріалу змінюється при застосованому тиску. Зміна опору матеріалу може бути виражена рівнянням [6]:

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\nu)\varepsilon + \left(\frac{\Delta\rho}{\rho}\right), \quad (1)$$

де  $(1 + 2\nu)$  - термін геометричного ефекту,

$\varepsilon$  – напруження за тиском,

$\frac{\Delta\rho}{\rho}$  – термін дії опору.

З аналізу формули 1 видно, що зміна опору походить від зміни розміру за тиском. Датчик на основі цього принципу дуже простий у виготовленні, і добре вивчений, оскільки він може виявити широкий діапазон тиску. Попри ряд переваг, недоліком цих датчиків є низька чутливість [5].

Зокрема на рисунку 1 наведені результати дослідження роботи бездротового, придатного для носіння датчика тиску крові, створеного групою вчених із університету Каліфорнії [6].

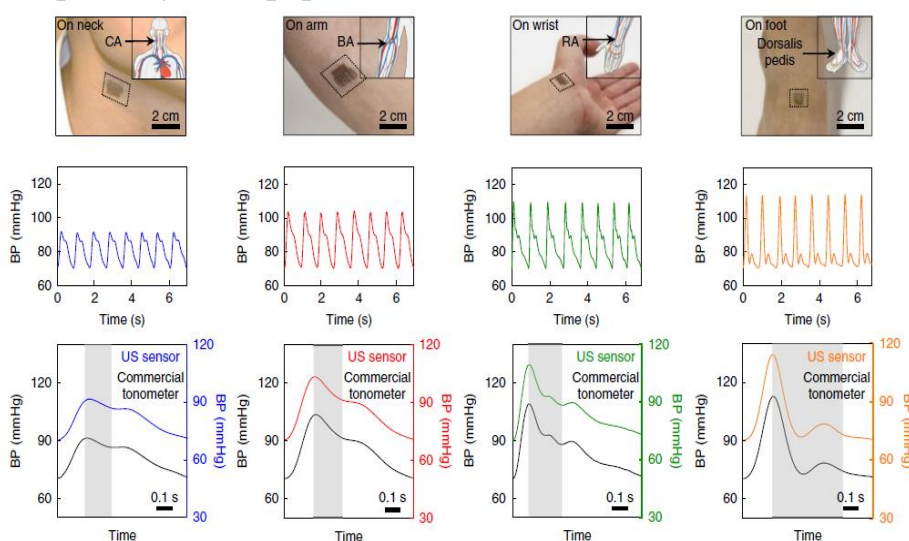


Рисунок 1. Результати випробування роботи датчика тиску на тілі людини [6]

З результатів випробування датчика тиску можна зробити висновок, що точність відображення ним сигналу корелює із його місцем розташування,

розміром та глибиною залягання кровоносних судин. Також видно, що цей датчик помітно спотворює сигнал у порівнянні з професійними тонометрами.

Незважаючи на описаний вище прогрес, перед впровадженням придатних для носіння електронних пристроїв у практичні програми залишається багато проблем. Ці проблеми тільки збільшуються при імплементації датчиків тиску в прилади для вимірювання ВЧТ [7, 8]. Тому дуже важливо при виборі сенсора розглянути усі можливі спотворення, які він може завдати фізіологічному сигналу та оцінити їх значення у подальшій діагностиці.

## РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Нормальний яремний венозний пульс містить три позитивних хвилі і два спади, як це зображено на рисунку 2 [9].



Рисунок 2. Вигляд нормальної кривої внутрішньояремних пульсацій

Кожна з них є характеристикою правильної роботи серцевих скорочень та ВЧТ. Тому важливо, щоб датчик, який використовується, не спотворював сигнал для подальшого коректного аналізу даних.

У роботі було протестовано п'єзоелектричний сенсор серії MPX2050, щоб зрозуміти, чи є придатними датчики такого типу для дослідження яремного тиску. Також аналізувались спотворення, які він може вносити в сигнал, щоб в подальшому вдосконалювати прилад.

Для аналізу в середовищі «Мікрокап» було згенеровано сигнал, форма якого відповідає пульсаціям у яремній вені. Сигнал подавався на сенсор серії MPX2050. У результаті дослідження було отримано результат, представлений на рисунку 3.

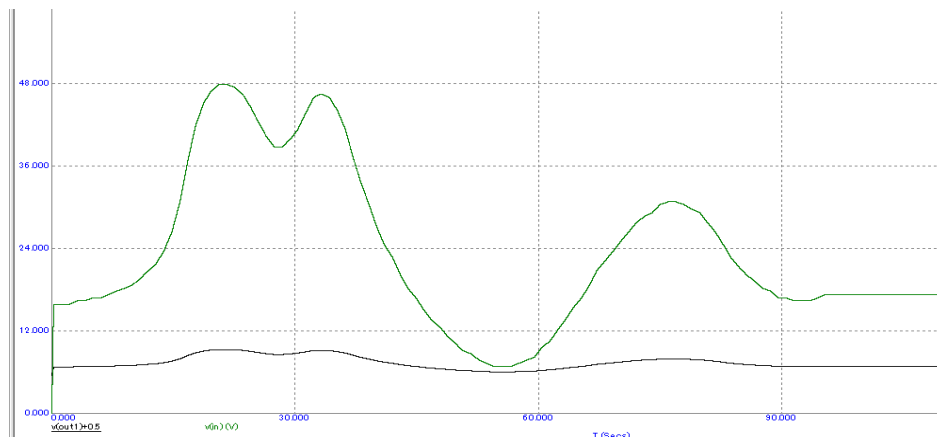


Рисунок 3. Результати дослідження впливу роботи датчик на форму сигналу

З аналізу вхідного та вихідного сигналів видно, що даний датчик значно послаблює сигнал і зменшує диференціацію його елементів, що говорить про потребу вдосконалення системи обробки інформації для планованого використання приладу.

## ВИСНОВКИ

Більшість сучасних приладів для вимірювання ВЧТ не є придатними для довготривалого використання в повсякденному житті пацієнтів, які перенесли нейрохірургічні втручання. Хоча систематичний, динамічний моніторинг дуже важливий для подальшого лікування і зменшення ймовірності ускладнень. Таким чином, існує очевидна проблема в створенні неінвазивного, придатного для носіння приладу для вимірювання ВЧТ. Дуже важливою частиною цього приладу є вимірювальний блок. У ході дослідження сенсора тиску серії MPX2050 з'ясовано, що подібні датчики можуть значним чином послаблювати сигнал і спотворювати його форму.

Тому в подальших розробках потрібно зосередитись на конструюванні надійної схеми підсилення і фільтрування вимірювального блоку для отримання якісного сигналу.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Lonjaret, L., Guyonnet, M., Berard, E., Vironneau, M., & Peres, F. (2017). Postoperative complications after craniotomy for brain tumor surgery. *Anaesthesia Critical Care & Pain Medicine*, 36(4), 213-218. doi:10.1016/j.accpm.2016.06.012.
- [2] Остапенко, Б. В. (2019). Современные методики мониторинга внутричерепного давления. *Медицина экстремальных ситуаций*, 21(4), 472–485.
- [3] Rodriguez-Boto, G., Rivero-Garvia, M., Gutierrez-Gonzalez, R., & Marquez-Rivas, J. (2015). Basic concepts about brain pathophysiology and intracranial pressure monitoring. *Neurologia*, 30(1), 16-22.
- [4] Alloca, J. A., Young, A., and Bronx, N. Y. (1980). Method and Apparatus for Noninvasive Monitoring of Intracranial Pressure. United States Patent, 1, 1-15.
- [5] An, B. W., Shin, J. H., Kim, S., Ji, S., & Park, J. (2017). Smart Sensor Systems for Wearable Electronic Devices. Ulsan: Polymers.
- [6] Wang, C., Li, X., Hu, H., Zhang, L., Huang, Z., Lin, M., & Yin Z. (2018). Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device. *Nat Biomed Eng.*, 2(9), 687–695. doi:10.1038/s41551-018-0287-x.
- [7] Han, S., Kim, J., Won, S., Ma, Y., Kang, D., Xie, Z., & Lee, K. (2018). Battery-free, wireless sensors for full-body pressure and temperature mapping. *Sci Transl Med.*, 10(435), 1-30. doi:10.1126/scitranslmed.aan4950.
- [8] Zhou, Q., Qiu, W., & Lam, K. (2014). Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for biomedical applications. *Progress in Materials Science* 66, 87-111. DOI: 10.1016/j.pmatsci.2014.06.001.
- [9] Jyotsha, M. (2017). Jugular venous pressure. *Journal of vascular diseases* 2(2).